

RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN ELEKTROKARDIOGRAF BERBASIS BLUETOOTH DAN LABVIEW

Syah Alam¹, Sri Hartanto², Ikbal Pratama³

¹Jurusan Teknik Elektro, Universitas Trisakti

²Program Studi Teknik Elektro, Universitas Krisnadwipayana

³Program Studi Teknik Elektro, Sekolah Tinggi Teknologi Indonesia

Email: ¹syah.alam@trisakti.ac.id, ²sri.hartanto@gmail.com, ³ikbalpratama54@gmail.com

Abstrak

Abstrak-- Elektrokardiograf (EKG) adalah alat yang digunakan untuk mendeteksi detak jantung pada manusia yang biasa digunakan di rumah sakit khususnya pada ruang ICU. Pada umumnya alat EKG dikendalikan secara manual menggunakan medium kabel sehingga memiliki keterbatasan jarak dan akses untuk melakukan monitoring. Penelitian ini mengusulkan rancang bangun prototype alat monitoring detak jantung pada manusia dengan berbasis arduino dan labview yang dikomunikasikan menggunakan Bluetooth agar dapat diakses secara efektif menggunakan wireless. Perancangan dilakukan menggunakan sensor elektroda yang dihubungkan dengan penguat awal, band pass filter, penguat akhir, rangkaian clamper dan arduino uno yang dihubungkan dengan modul bluetooth serial HC-05 dan dapat dimonitor menggunakan labview menggunakan Personal Computer (PC). Dari hasil pengujian dan pengukuran, diperoleh jarak maksimal monitoring adalah 5 meter dengan tanpa halangan serta tingkat keakuratan detak jantung 96.1 % jika dibandingkan dengan detak jantung yang di deteksi dari nadi manusia. Hasil ini menunjukkan bahwa prototype yang diusulkan dapat bekerja dengan baik dan memenuhi syarat untuk dapat diaplikasikan pada sistem pendeteksi detak jantung manusia menggunakan elektrokardiograf.

Kata Kunci: elektrokardiograf, arduino uno, bluetooth, labview, detak jantung

Abstract

Electrocardiograph (ECG) is a device used to detect heartbeat in humans commonly used in hospitals, especially in the ICU. In general, ECG tools are controlled manually using wire line so that they have limited distance and access to monitoring. This study proposes the design of a heart rate monitoring device prototype with Arduino-based and Labview which is communicated using Bluetooth so that it can be accessed effectively using wireless. The design was carried out using an electrode sensor connected to the initial amplifier, band pass filter, final amplifier, clamper circuit and Arduino Uno connected to the HC-05 serial Bluetooth module and can be monitored using Labview using a Personal Computer (PC). From the results of testing and measurement, the maximum distance of monitoring is 5 meters with no obstacle and the accuracy of heart rate is 96.1% when compared to the heart rate detected by human pulse. These results indicate that the proposed prototype can work well and meet the requirements to be applied to the human heart rate deterioration system using an electrocardiograph.

Keywords: electrocardiograph, arduino uno, Bluetooth, labview, heart rate

I. PENDAHULUAN

Perkembangan teknologi di dunia kedokteran semakin maju dan pesat salah satunya teknologi bidang biomedis. USG, CT-SCAN, EKG, EMG adalah beberapa perkembangan teknologi yang sudah biasa digunakan di rumah sakit (Nastiti, A. K., Purwanti, E., & Supardi, A., 2013).

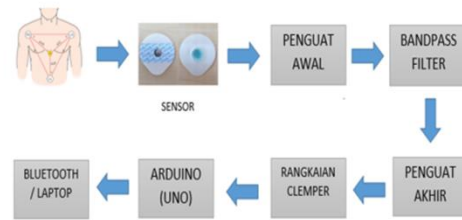
Salah satu peralatan elektronika medis yang mendasar dan digunakan oleh semua dokter adalah Elektrokardiograf (EKG). Alat EKG ini berfungsi untuk mendeteksi detak jantung dari manusia dengan menggunakan sinyal analog yang akan muncul di layar monitor, umumnya alat ini tersedia di ruang ICU dan digunakan untuk pasien yang sedang dalam kondisi rileks. Selain itu, alat ini hanya dapat dimonitor secara langsung oleh perawat ataupun dokter. (Mozaffarian, D., Benjamin, E. J., Go, A. S., Arnett, D. K., Blaha, M. J., Cushman, M., Howard, V. J., 2016).

Untuk itu diperlukan sebuah sistem monitoring jarak jauh untuk dapat mengakses hasil pengecekan jantung tanpa harus masuk ke kamar pasien. Hal ini juga untuk meningkatkan kenyamanan pasien dan juga untuk membantu dokter dan perawat dalam memberikan pelayanan yang maksimal dalam mengontrol kondisi dari pasien (Permana, 2015).

Penelitian ini sebelumnya sudah pernah dilakukan oleh (Iskandar, 2015) yaitu merancang alat EKG portable namun masih belum dapat dikendalikan dengan menggunakan *wireless*. Berdasarkan latar belakang masalah diatas, pada penelitian ini dilakukan perancangan alat monitoring detak jantung manusia berbasis arduino uni dengan menggunakan sistem komunikasi *Bluetooth*. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk merancang alat rekam jantung Elektrokardiografi (EKG) yang portabel, praktis dan nirkabel dengan memanfaatkan komunikasi Bluetooth dan Labview sebagai visualisasi rekaman dari rangkaian pengkondisi sinyal EKG.

II. METODE

Pada dasarnya sebelum merancang suatu alat secara sistematis dibutuhkan suatu blok diagram sistem. Gambar 1 di bawah ini menunjukkan blok diagram dari Implementasi Rancang Bangun Monitoring Kesehatan Jantung menggunakan Analisa Elektrokardiografi (EKG) berbasis Sistem Komunikasi Bluetooth [9].



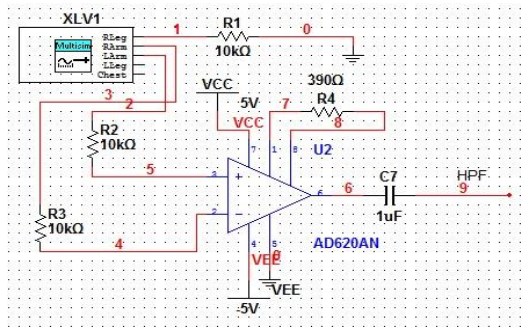
Gambar 1. Blok Diagram Sistem

Gambar 1 adalah blok diagram sistem perancangan dari alat yang diusulkan. Pada tahapan awal sensor elektroda yang ditempatkan di tubuh bagian dada pasien akan mendeteksi perubahan denyut jantung pasien. Sinyal hasil deteksi dari sensor elektroda diteruskan ke penguat awal untuk dikuatkan kembali. Selanjutnya sinyal yang telah dikuatkan lalu di filter menggunakan *band pass filter* yang merupakan gabungan antara *low pass* dan *high pass filter*. Fungsi dari filter ini adalah untuk mengurangi noise yang masuk bersama sinyal yang dideteksi oleh sensor katoda. Sinyal yang telah difilter selanjutnya dikuatkan kembali agar dapat terbaca oleh mikrokontroler. Sebelum masuk ke dalam mikrokontroler, sinyal keluaran lalu di digeser nilainya agar menjadi positif dengan menggunakan rangkaian *clamper*. Hal ini dilakukan agar sinyal yang di hasilkan dapat di digitalisasi dan dapat di proses menggunakan mikrokontroler. Setelah sinyal bernilai positif maka tahapan selanjutnya adalah melakukan proses pengiriman sinyal dengan menggunakan *bluetooth* yang nanti akan diterima dan dapat dimonitor oleh perawat ataupun dokter menggunakan Personal Computer.

Pada penelitian ini digunakan jenis mikrokontroler arduino uno (Arduino, 2015). Untuk jenis penguat yang digunakan adalah AD620 hal ini dikarenakan mempunyai *slewrate* yang lebih tinggi, gain hingga 10.000 kali (Datasheet amplifiers AD 620 series), Bandwidth yang lebar dan *CMRR* yang besar. Untuk penguat op-amp digunakan jenis OP07 (Datasheet operational amplifier OP0 series), karena cocok digunakan untuk perancangan alat EKG ini yang mana membutuhkan penguatan disetiap tahap dan rentan terhadap gangguan atau noise.

2.1 Perancangan Penguat Awal

Pada perancangan rangkaian penguat awal dalam perangkat monitoring EKG tahap pertama ini akan digunakan sebuah IC penguat instrumentasi AD620 dengan besar penguatan sebesar 127 kali penguatan.



Gambar 2. Rangkaian Penguat Awal

Gambar 2 menunjukkan rangkaian penguat tahap pertama dari sinyal EKG. Nilai penguatan dari penguat awal dapat diatur untuk dengan mengontrol nilai resistansi pada R₄. Pada penelitian ini, nilai penguatan awal pada sinyal EKG ini adalah 127 kali hal ini dikarenakan amplitudo sinyal EKG yang dideteksi oleh sensore elektroda yang dipasang pada tubuh pasien hanya mempunyai nilai amplitudo sebesar 3 mili Volt, Untuk itu akan dilakukan penguatan secara bertahap dan bertingkat agar mendapatkan amplitudo sinyal EKG yang bernilai di atas 1 Volt sehingga sinyal keluaran dapat diolah oleh ADC mikrokontroler. Untuk mendapatkan nilai resistansi R₄ yang sesuai dengan nilai penguatan 127 kali dapat menggunakan persamaan (1):

$$R_4 = \frac{49,5 \text{ k}\Omega}{G - 1} \tag{1}$$

$$R_4 = \frac{49,5 \text{ k}\Omega}{127 - 1}$$

$$R_4 = 390 \Omega$$

Untuk menghitung dan memverikasi nilai penguatan awal pada sinyal awal EKG dapat menggunakan persamaan (2) :

$$G_1 = \frac{49,5 \text{ k}\Omega}{R_4} + 1 \tag{2}$$

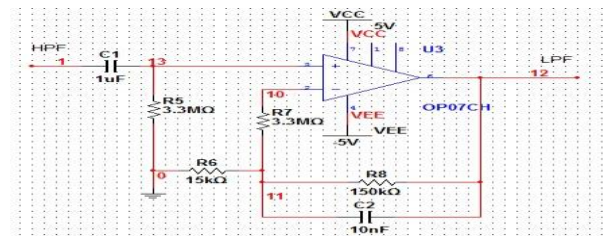
$$G_1 = \frac{49,5 \text{ k}\Omega}{390\Omega} + 1$$

$$G_1 = 127$$

Dengan menggunakan persamaan (1) dan persamaan(2) diatas, didapatkan hasil penguatan awal sebesar 127 kali penguatan dengan nilai resistansi R₄ sebesar 390 Ω.

2.2 Perancangan Penguat Akhir

Pada perancangan rangkaian penguat akhir dalam perangkat monitoring EKG ini digunakan sebuah IC penguat op-amp OP07 dengan besar penguatan yang diatur sebesar 11 kali seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.



Gambar 3. Penguatan Akhir

Nilai dari penguatan akhir dapat diperoleh menggunakan persamaan (3):

$$G_2 = \left(1 + \frac{R_8}{R_6} \right) \tag{3}$$

$$G_2 = \left(1 + \frac{150\text{K}}{15\text{k}} \right)$$

$$G_2 = 11$$

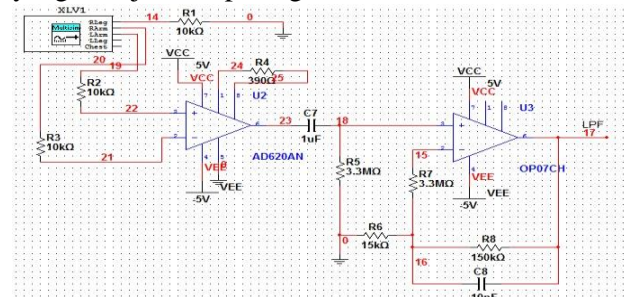
Setelah diperoleh penguatan awal dan penguatan akhir yang digunakan pada penelitian ini, maka total penguatan keseluruhan dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (4) :

$$\begin{aligned} \text{Total Gain} &= G_1 \times G_2 \tag{4} \\ &= 127 \times 11 = 1397 \text{ kali} \end{aligned}$$

2.3 Perancangan Rangkaian Filter

Frekuensi yang dibutuhkan untuk sinyal EKG mempunyai rentang *bandwidth* sekitar 0.03 – 100 Hz. Agar alat yang dirancang dapat bekerja pada frekuensi yang diinginkan maka digunakan filter frekuensi. Fungsi dari filter adalah untuk melewatkan frekuensi yang digunakan dan menahan frekuensi yang tidak digunakan. Pada penelitian ini digunakan *band pass filter* yang merupakan gabungan antara *low pass filter* dan *high pass filter* (Khan, 2016) dengan rentang frekuensi kerja 0.03 – 100 Hz .

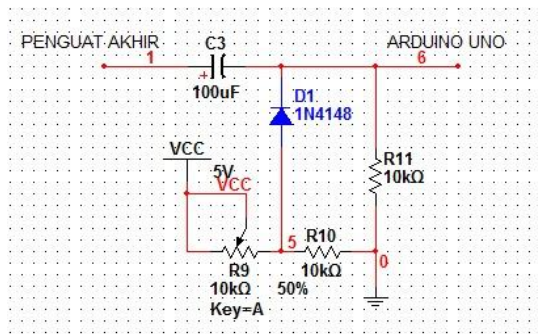
Rangkaian penguat dan filter secara keseluruhan yang dirancang pada alat EKG ini terdiri dari rangkaian penguat *bandpass filter* yang terdiri dari *high pass filter*, dan *low pas filter* seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.



Gambar 4. Rangkaian Penguat dan Filter Keseluruhan

2.4 Perancangan Rangkaian Clamper

Pada tahap akhir karena sinyal data yang dihasilkan dari proses sebelumnya masih memiliki amplitudo yang negatif, maka digunakan rangkaian clamper positif yang berfungsi untuk menggeser nilai tegangan agar berada di atas nol atau positif tanpa mengubah amplitudo dari sinyal data yang didapat. Ini bertujuan agar sinyal data yang didapat tidak terpotong, rangkaian clamper dapat dilihat pada gambar 5.

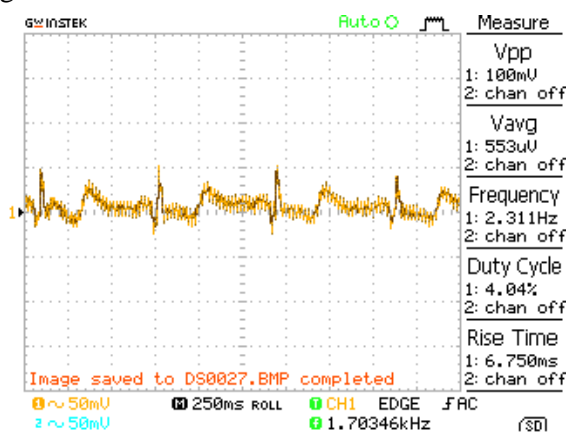


Gambar 5. Rangkaian Clamper

2.5 Hasil Pengujian Penguat

Setelah melakukan tahap perancangan rangkaian dan perhitungan berdasarkan teori yang diterapkan pada rangkaian penguat dan filter EKG ini maka, hasil rangkaian harus mempunyai nilai yang sesuai dengan perancangan yang dijelaskan pada perancangan rangkaian penguat dan filter yang sudah ditentukan.

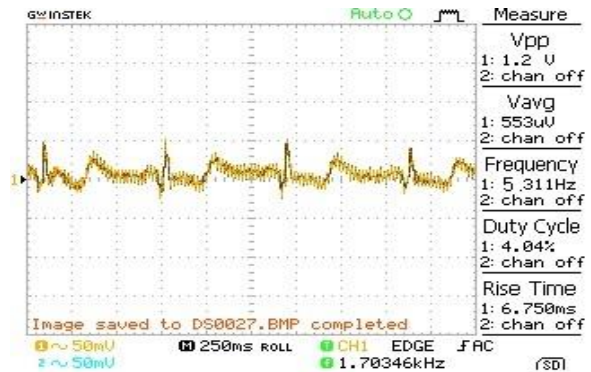
Setelah diperoleh nilai penguatan awal dan akhir serta rentangan frekuensi kerja dari filter yang digunakan maka dilakukan proses pengujian dari rangkaian yang telah dirancang. Hasil pengukuran penguatan awal dan penguatan akhir dari proses perancangan dapat dilihat pada gambar 6 dan gambar 7.



Gambar 6. Hasil Pengukuran Penguatan Awal

Gambar 6 menunjukkan bahwa besar penguatan yang dihasilkan sebanyak 127 kali pada penguatan

awal dengan tegangan sebesar 100mV dengan frekuensi 2.311 Hz yang belum melewati rangkaian low pass filter dengan cut-off sebesar 106 Hz. Hal ini menunjukkan bahwa rangkaian penguat awal telah sesuai dengan yang dirancang sebelumnya.

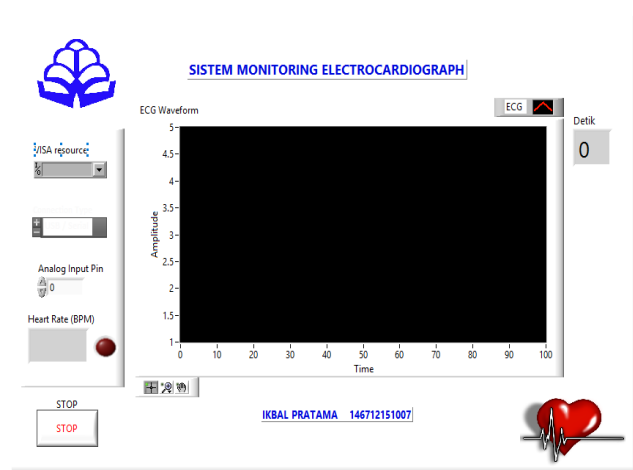


Gambar 7. Hasil Pengukuran Penguatan Akhir

Hasil amplitudo atau *V-peak-to-peak* penguat akhir pada rangkaian EKG didapatkan sebesar 1.2 Volt dengan frekuensi 5.311 Hz seperti yang ditampilkan pada gambar 7. Hasil ini telah memenuhi batas minimal yang telah ditetapkan bahwa besar amplitudo yang dibutuhkan agar dapat diproses oleh ADC adalah 1 Volt dengan rentang frekuensi kerja EKG 0.03 – 100 Hz.

2.6 Perancangan Program Aplikasi Komputer

Pada perancangan software ini akan menjelaskan semua fungsi dari aplikasi yang akan dibuat dan digunakan. Software yang akan digunakan dalam perancangan software adalah LabVIEW 2016.



Gambar 8. Tampilan Aplikasi pada PC

Gambar 8 diatas menunjukkan aplikasi tampilan sinyal EKG pada PC yang terdiri dari menu yaitu :

1. VISA resource : Untuk menentukan port yang terhubung antara hardware dan LabVIEW.

2. Connection Type: Untuk menentukan komunikasi data yang dipakai antara hardware dan LabVIEW.
3. Analog Input Pin : Untuk menentukan pin yang dipakai pada Arduino yang dibubungkan pada alat EKG.
4. Heart Rate (BPM) : Untuk menampilkan hasil perhitungan detak jantung/Heart Beat.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

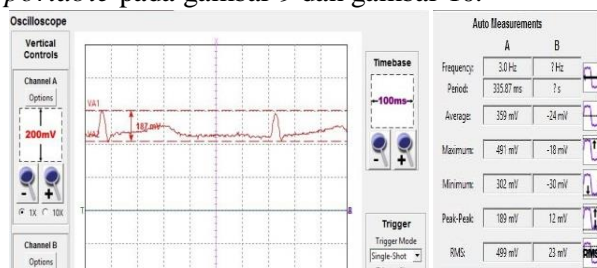
3.1 Rangkaian penguat (awal) instrumentasi dengan penguatan 127 kali.

Pada tahapan ini dilakukan proses pengujian dari penguat awal yang bernilai 127 kali. Pengujian dilakukan dengan mengamati amplitudo dari detak jantung pada 3 orang yang berbeda sebagai objeknya. Hasil pengujian rangkaian penguawa awal dapat dilihat pada Tabel I.

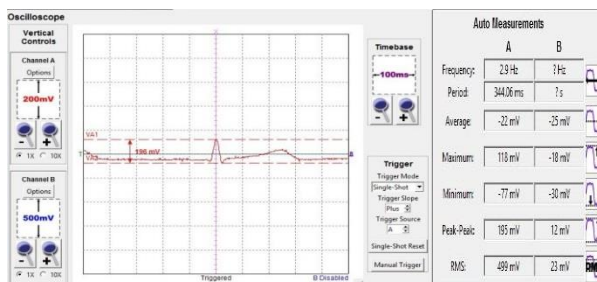
Tabel I. Tabel Hasil pengujian Penguat Instrumentasi 127 kali

Percobaan	Pengukuran	Amplitudo Keluaran (Vp-p)
1	Jantung orang ke 1	189 mV
2	Jantung orang ke 2	195 mV
3	Jantung orang ke 3	142 mV

Dari Tabel I diatas maka diambil sample 3 objek jantung manusia yang memiliki amplitudo (Vp-p) berbeda-beda, dari 3 sample objek jantung tersebut diambil 2 objek yang diukur oleh *oscilloscope portable* pada gambar 9 dan gambar 10.



Gambar 9. Hasil penguatan dengan amplitudo 189mV pada Jantung orang ke-1



Gambar 10. Hasil penguatan dengan amplitudo 195 mV pada Jantung orang ke-2

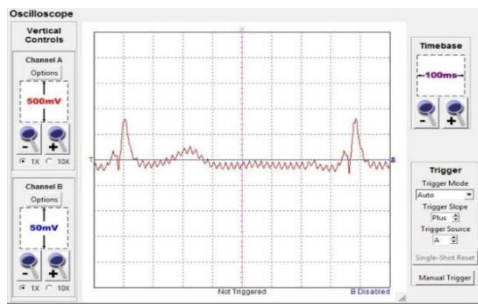
Berdasarkan Tabel I diatas dapat dilihat dengan penguatan 127 kali pada tegangan gelombang puncak R atau tegangan maksimum jantung pada siklus terjadinya detak jantung. Berdasarkan teori parameter gelombang EKG, gelombang R dalam sinyal EKG mempunyai tegangan 1-3 mV, walau berdasarkan teori parameter sinyal EKG demikian tetapi pada faktanya setiap jantung tubuh manusia tidak memiliki tegangan yang sama karena banyak faktor yang mempengaruhi kondisi tubuh yang normal atau kurang sehat dan lain sebagainya. Dengan menggunakan acuan parameter sinyal EKG yaitu untung gelombang R atau tegangan maksimum saat jantung berdetak dengan penguatan 127 kali seharusnya didapatkan tegangan setiap sample objek jantung sebagai berikut :

- a. Pada Objek 1 didapatkan hasil gelombang R atau tegangan maksimum saat jantung berdetak $189\text{mV} / 127 = 1.48 \text{ mV}$.
- b. Pada Objek 2 didapatkan hasil gelombang R atau tegangan maksimum saat jantung berdetak $195\text{mV} / 127 = 1.53 \text{ mV}$.
- c. Pada Objek 3 didapatkan hasil gelombang R atau tegangan maksimum saat jantung berdetak $142\text{mV} / 127 = 1.1 \text{ mV}$.

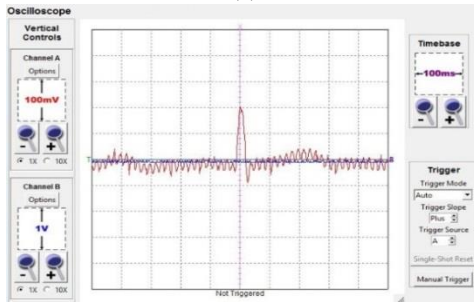
Berdasarkan perbandingan hasil gelombang R pada setiap objek dapat disimpulkan bahwa tegangan pada gelombang R atau tegangan maksimum saat jantung berdetak dapat berubah-ubah. Ini disebabkan oleh beberapa faktor salah satunya faktor kondisi tubuh yang berbeda beda baik itu kondisi tubuh yang sehat atau kurang sehat dan mempengaruhi tekanan darah pada denyut nadi.

3.2 Rangkaian bandpass filter.

Untuk meloloskan frekuensi sinyal EKG perlu digunakan filter yang dapat meredam frekuensi interfensi pada sinyal EKG, untuk kebutuhan monitoring informasi sinyal EKG maka frekuensi yang dibutuhkan harus tepat agar tidak terjadi kehilangan sinyal informasi yang sebenarnya. Digunakan *bandpass* filter yang terdiri dari dari gabungan *lowpass* filter dan *highpass* filter dengan besar frekuensi bandwidth 0.05 – 106 Hz. Hasil pengujian rangkaian EKG tanpa menggunakan filter dan menggunakan *bandpass* filter dapat dilihat pada gambar 11 (a) dan gambar 11 (b).



(a)



(b)

Gambar 11. Hasil Pengujian Rangkaian EKG ;
(a) Sinyal EKG tanpa filter,
(b) Sinyal EKG dengan *bandpass* filter

Gambar 11 (a) menunjukkan sinyal keluaran dari rangkaian yang belum di filter sedangkan pada gambar 11 (b) sinyal keluaran telah di filter menggunakan *band pass filter*. Fungsi dari *bandpass filter* dalam rangkaian EKG ini adalah untuk mengurangi *noise* yang terjadi akibat interferensi frekuensi lain yang dapat merubah tampilan karakteristik asli sinyal EKG. *Noise* atau gangguan pada suatu sistem memang tidak dapat dihilangkan namun *noise* atau gangguan tersebut dapat dikurangi atau diminimalisir dengan menggunakan filter.

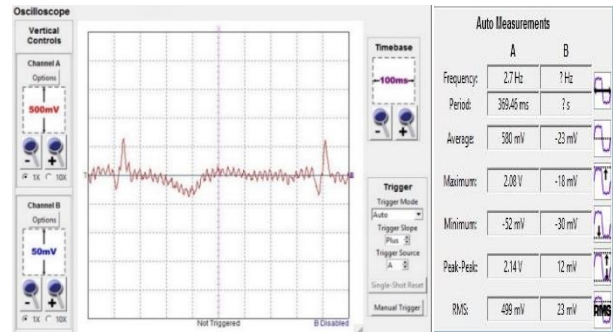
3.3 Rangkaian penguat (akhir) operasional dengan penguatan 11 kali.

Rangkaian op-amp dengan penguatan 11 kali ini digunakan untuk menguatkan kembali sinyal EKG yang telah diproses pada rangkaian penguat instrumentasi dan rangkaian *filter*. Untuk mendapatkan hasil sinyal EKG yang baik maka harus dilakukan penguatan bertingkat atau *cascade* agar *noise* atau interferensi dari hasil rekaman langsung sinyal EKG yang masih terbawa pada rangkaian penguat instrumentasi tidak semuanya terbawa karena telah melewati rangkaian *filter*. Data hasil pengujian rangkaian op-amp ditunjukkan pada Tabel II.

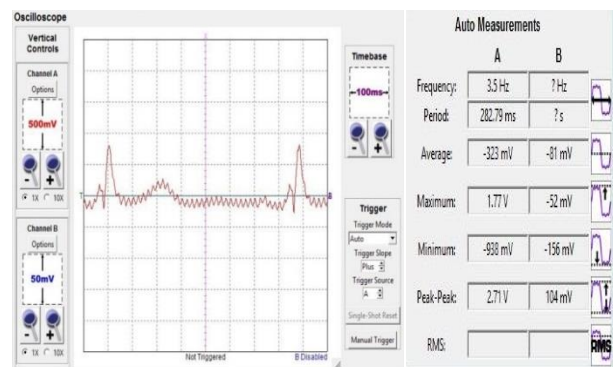
Tabel II. Hasil pengujian Op-amp 11 kali

Percobaan	Amplitudo Sinyal Input (V _{p-p})	Amplitudo Sinyal Output (V _{p-p})
1	189 mV	2.14 V
2	195 mV	2.71 V
3	142 mV	1.09 V

Berdasarkan Tabel II di atas dapat dilihat penguatan op-amp ditetapkan sebesar 11 kali berfungsi untuk menguatkan kembali tegangan dari penguat instrumentasi agar mencapai tegangan 0-5 V, peran penguat op-amp disini juga sebagai filter yang digabungkan dengan resistor dan kapasitor.



Gambar 12. Hasil Penguatan akhir dengan amplitudo 2.14 V pada jantung orang ke-1



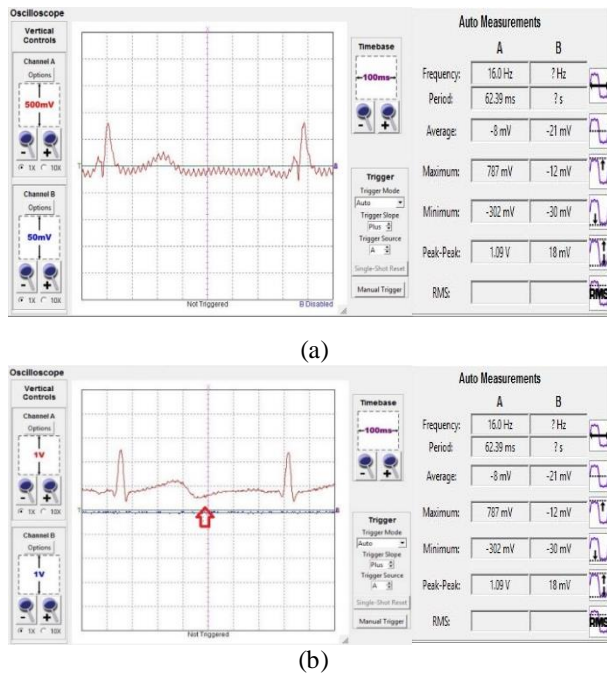
Gambar 13. Hasil Penguatan akhir dengan amplitudo 2.71 V pada jantung orang ke-2

Gambar 12 dan gambar 13 menunjukkan hasil pengujian dari penguatan akhir pada percobaan rangkaian pada jantung orang ke-1 dan ke -2 sebagai objek penelitian. Pada penguatan 11 kali, tegangan *peak to peak* yang didapatkan adalah 2.14 V dan 2.71 V, hal ini menunjukkan bahwa tegangan yang dihasilkan dapat diproses oleh mikrokontroler yang membutuhkan tegangan minimum antara 0-5 V. Dari hasil perbandingan penguatan dapat disimpulkan bahwa penguatan bisa berubah-ubah tergantung masukan dari penguat instrumentasi (awal) yang dipengaruhi oleh beberapa faktor yang sama dengan penguat instrumentasi (awal). Namun beda hasil penguatan didapatkan 0-5 V yang dapat diproses oleh ADC pada mikrokontroler.

3.4 Rangkaian Clamper

Rangkaian *clamper* ini berfungsi untuk menggeser nilai referensi *offset* sinyal ke atas titik *ground* sistem, sehingga puncak positif (sinyal di

atas titik *ground*) dan puncak negatif (sinyal di bawah titik *ground*) sinyal tetap berada diantara rentang 0 – 5 Volt agar dapat tetap terbaca oleh peranti ADC pada mikrokontroler. Pengujian rangkaian *clamper* ini dilakukan dengan cara memberi sinyal masukan dari rangkaian op amp yang masih memiliki nilai offset negatif. Setelah itu hasil keluaran dari rangkaian clamper ini akan diamati nilai offset nya. Fungsi dari rangkaian clamper ini adalah menggeser nilai offset batas bawah dan atas dari sinyal keluaran agar tetap berada diatas nilai 0 atau bernilai positif. Pengujian rangkaian clamper dapat dilihat pada gambar 14 (a) dan gambar 14 (b).



Gambar 14. Pengujian Rangkaian *Clamper* ;
(a) Sinyal masukan rangkaian op-amp,
(b) Hasil pergeseran dari titik nol pada rangkaian *clamper*

Gambar 14 (a) menunjukkan sinyal masukan dari rangkaian op-amp dimana sinyal puncak positif dan negatif yang dihasilkan masih berada dibawah titik nol. Setelah menggunakan rangkaian *clamper*, maka dihasilkan sinyal puncak positif dan negative yang berada pada rentangan 0 – 5 V seperti yang ditunjukkan pada gambar 14 (b).

3.5 Transmisi *Bluetooth*

Pengujian transmisi *Bluetooth* dilakukan untuk melihat kemampuan jarak maksimal dari modul *Bluetooth* HC-05 dapat mengirim data rekaman dari rangkaian EKG yang akan diterima oleh PC atau *Smartphone* sebagai hasil visual rekaman digital EKG.

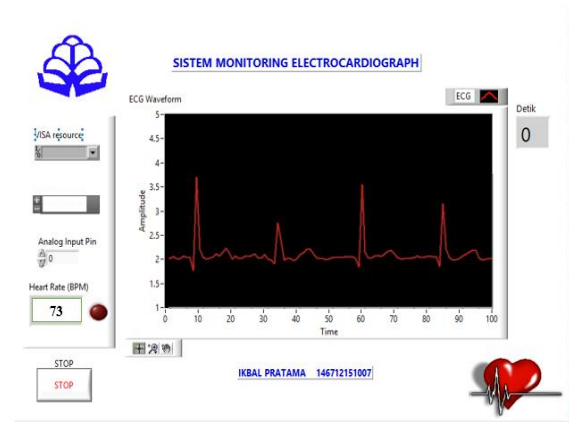
Tabel III. Hasil Pengujian Transmisi *Bluetooth*

Percobaan	Jarak (meter)	Keberhasilan Mengirim Data Menggunakan koneksi <i>Bluetooth</i> PC	
		Tanpa Halangan	Dengan Halangan
1	1	Berhasil	Berhasil
2	3	Berhasil	Berhasil
3	5	Berhasil	Gagal

Dari tabel pengujian pada Tabel III di atas dapat dilihat jarak kemampuan modul *Bluetooth* untuk mengirim data sinyal EKG dari alat EKG ke PC , pada keadaan tanpa halangan jarak maksimum yang berhasil dikirim modul *Bluetooth* dari alat EKG ke PC dan *smartphone* sekitar 5 meter. Dengan menggunakan modul *Bluetooth* HC-05 pada perancangan sistem EKG nirkabel ini hanya mampu mengirim data dengan baik kurang lebih sekitar 1 – 5 meter, yang berarti hanya cukup untuk berkomunikasi antar beda ruangan dengan batasan jarak seperti yang didapatkan pada Tabel 3.

3.6 Personal Computer / LabVIEW

Pengujian ini dilakukan untuk melihat respon sinyal EKG yang diproses secara digital agar pembacaan lebih mudah. Didalam program visualisasi ini terdapat filter digital, filter ini berfungsi untuk mendapatkan sinyal EKG yang bersih dan baik tanpa ada interferensi frekuensi lain atau gangguan noise yang dapat merusak sinyal EKG yang telah didigitalisasi oleh ADC.

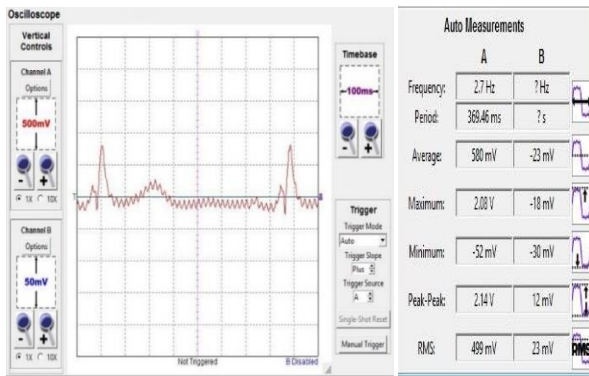


Gambar 15. Hasil rekaman sinyal EKG pada PC

Gambar 15 menunjukkan hasil rekaman sinyal EKG yang telah menggunakan filter , hal ini harus dilakukan untuk mendapatkan rekaman sinyal EKG yang baik serta mengurangi interferensi lain yang masuk pada rangkaian EKG (*hardware*). Aplikasi monitoring EKG ini juga dapat menghitung detak jantung (*heart beat*) berdasarkan dari hasil rekaman sinyal EKG yang terbaca, oleh karena itu dibutuhkan hasil rekaman sinyal EKG yang stabil,

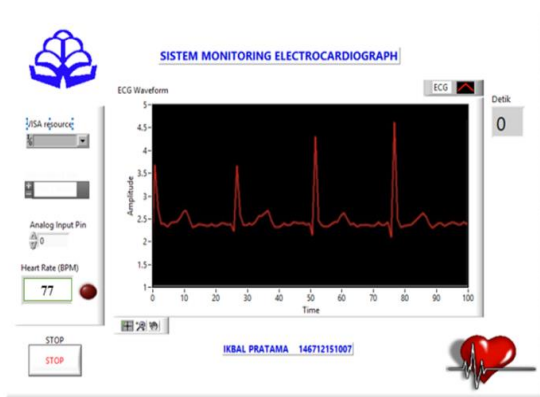
terutama gelombang QRS harus selalu bebas gangguan agar dapat dilakukan proses perhitungan detak jantung dengan menggunakan jarak interval R-R atau puncak gelombang pada jantung dalam satu siklus.

Pengujian skala amplitudo sinyal EKG ini dilakukan untuk melihat respon amplitudo sinyal EKG asli yang telah melalui penguatan pada alat EKG untuk diproses sebagai pengolahan data digital dan mengembalikan skala amplitudo sinyal EKG yang telah di digitalisasi tersebut ke amplitudo asli sinyal EKG jantung. Pengujian ini dilakukan dengan membandingkan hasil sinyal keluaran penguatan total pada rangkaian EKG yang terbaca pada osiloskop dengan hasil keluaran sinyal dari proses ADC dan hasil keluaran sinyal EKG pada aplikasi EKG dengan LabVIEW.



Gambar 16. Hasil Amplitudo siny keluaran Rangkaian EKG

Dari gambar 16 dapat dilihat amplitudo sinyal keluaran rangkaian EKG sebesar 2.14 V, karena hasil tersebut merupakan hasil amplitudo yang telah dikuatkan setelah melalui penguatan bertahap yang mempunyai gain total 1397 kali maka untuk mengetahui nilai amplitudo asli sinyal EKG dapat dihitung $2.14 \text{ V} \div 1397 = 1.5 \text{ mV}$.

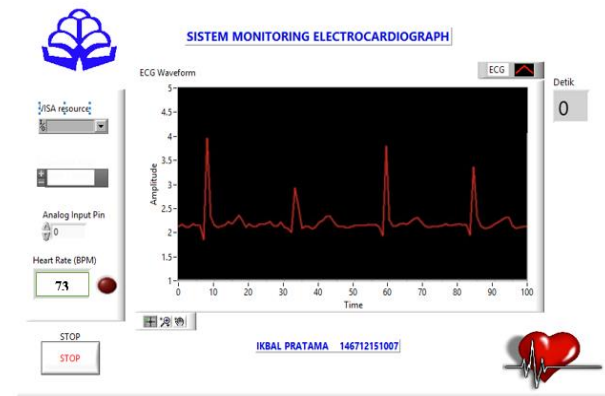


Gambar 17. Hasil Amplitudo Sinyal EKG keluaran ADC

Dari gambar 17 dapat dilihat bahwa pada aplikasi rekaman sinyal EKG mempunyai nilai amplitudo sinyal EKG sebesar 3.5 V, terdapat perbedaan antara sinyal amplitudo dari osiloskop dan hasil pada aplikasi rekaman sinyal EKG. Perbedaan hasil amplitudo sinyal EKG pada osiloskop dan aplikasi rekaman EKG pada PC dikarenakan pembacaan sinyal hasil EKG pada aplikasi sinyal EKG pada PC telah bergeser nilai amplitudonya setelah melalui rangkaian *clamper* sehingga menghasilkan nilai amplitudo yang besar.

3.7 Pengujian Detak Jantung

Pengujian detak jantung atau heart beat pada aplikasi EKG ini dilakukan untuk melihat hasil respon dari perhitungan detak jantung seseorang (BPM/Beat Per Minute) pada aplikasi EKG yang telah dibuat ini berdasarkan hasil rekaman sinyal EKG dan perbandingan dengan data asli jantung. Berikut hasil metode perhitungan detak jantung (BPM) dan tabel hasil perbandingan detak jantung atau *heart beat* (BPM) dari pengujian yang dilakukan.



Gambar 18. Proses Perhitungan detak jantung (BPM)

Gambar 18 diatas menunjukkan bahwa proses perhitungan detak jantung (BPM) dilakukan dengan menggunakan perhitungan detak jantung (BPM) berdasarkan rumus metode yang digunakan yaitu, interval R-R dikali 1 menit per 60 detik. Untuk hasil detak jantung (BPM) yang terbaca pada aplikasi mempunyai nilai sebesar 73 BPM. Tabel IV menunjukkan perbandingan hasil pengujian detak jantung menggunakan aplikasi EKG dengan detak jantung asli yang diperoleh dari pengecekan nadi manusia.

Tabel IV. Hasil Perbandingan Pengujian Detak Jantung

Percobaan	Hasil Pengujian (BPM)		Perbedaan
	Aplikasi EKG	Perhitungan Nadi	
1	73	75	2
2	77	80	3
3	54	52	2
Rata-rata			2.33

Dari data yang ditunjukkan pada tabel IV, proses untuk menghitung detak jantung atau heart beat dalam aplikasi EKG ini berdasarkan hasil rekaman sinyal jantung yang terbaca pada grafik, didapatkan hasil detak jantung yang sudah mendekati hasil detak jantung asli seseorang dengan rata-rata perbedaan *Heart Beat* (BPM) yaitu 2 *Beat* dengan menggunakan cara membandingkan hasil detak jantung yang terbaca pada aplikasi EKG dan menghitung manual atau menghitung langsung detak jantung objek berdasarkan denyut nadi manusia. Kekurangan dalam perhitungan detak jantung pada aplikasi EKG ini adalah perubahan detak jantung 60 detik terkadang kurang stabil, selain faktor kondisi tubuh atau jantung yang tidak tentu atau berubah tiap detiknya faktor gerakan, sensor atau interferensi pada media komunikasi juga dapat mempengaruhi hasil perhitungan detak jantung karena sinyal yang terbaca pada saat perekaman tidak stabil.

IV. PENUTUP

Kesimpulan

Pada penelitian ini telah berhasil dirancang perangkat telemonitoring EKG memiliki penguatan total 1397 kali, dengan bandwidth frekuensi rangkaian bandpass filter yang diloloskan sebesar 0.05-106 Hz. Jarak monitoring aplikasi EKG yang bisa diakses oleh server menggunakan bluetooth maksimum 5 meter tanpa halangan dan 3 meter dengan halangan. Aplikasi visualisasi sinyal EKG pada PC server, dapat menampilkan hasil rekaman EKG dengan baik dan perhitungan heart beat atau detak jantung sudah bisa ditampilkan pada aplikasi EKG pada PC server dengan rata-rata perbedaan antara aplikasi EKG dan detak jantung asli (denyut nadi) sebesar 2 beat dengan tingkat keakuratan sebesar 96.1 % . Dari keseluruhan hasil yang diperoleh, dapat disimpulkan bahwa alat yang dirancang telah memenuhi kriteria yang diharapkan dan dapat digunakan untuk aplikasi sistem monitoring detak jantung manusia pada dunia kedokteran.

Saran

Untuk pengembangan dan peningkatan lebih lanjut dari alat telemonitoring EKG ini ada beberapa poin yang perlu diperhatikan dalam perancangannya.

1. Untuk dapat memonitoring sinyal EKG yang lebih luas maka sebaiknya aplikasi EKG bisa di *upload* pada *web hosting* agar bias diakses oleh *client* dimanapun yang mendukung jaringan internet tanpa harus berada dalam jangkauan *bluetooth*.
2. Untuk hasil rekaman sinyal EKG yang dapat mendeteksi ma (Nastiti, A. K., Purwanti, E., & Supardi, A., 2013) salah pada jantung seseorang sebaiknya pada aplikasi EKG terdapat indikator yang bisa mendeteksi masalah pada jantung yang telah dikonsultasikan pada dokter ahli jantung.

Ucapan Terima Kasih

Penulis menyampaikan terima kasih kepada pihak Fakultas Teknologi Industri, Universitas Trisakti dan Sekolah Tinggi Teknologi Indonesia yang telah mendukung penelitian ini.

V. DAFTAR PUSTAKA

- Arduino, S. A. (2015). *Arduino*. Arduino LLC.
- Datasheet amplifiers AD 620 series*. (n.d.). Retrieved Februari 20, 2019, from Analog.com: <http://www.analog.com/en/products/amplifiers/instrumentation-amplifiers/ad620.html>
- Datasheet operational amplifier OP0 series*. (n.d.). Retrieved Februari 20, 2019, from all data sheet.com: www.alldatasheet.com/Datasheet+op07
- Iskandar, I. A. (2015). PERANCANGAN ELEKTROKARDIOGRAF DENGAN TIGA ELEKTRODA MENGGUNAKAN FPGA SPARTAN-3. *TRANSIENT*, 4(3), 550-556.
- Khan, M. D. (2016). Importance of High Order High Pass and Low Pass Filter. *World Applied Sciences Journal*, 34(9), 1261-1268.
- Mozaffarian, D., Benjamin, E. J., Go, A. S., Arnett, D. K., Blaha, M. J., Cushman, M., Howard, V. J. (2016). Heart disease and stroke statistics-2016 update a report from the American Heart Association. *Circulation*, 38-48.
- Nastiti, A. K., Purwanti, E., & Supardi, A. (2013). Klasifikasi Kelainan Jantung Dengan Metode Transformasi Fourier Dan Jaringan Saraf Tiruan.
- Permana, D. (2015). DESAIN DAN IMPLEMENTASI PERANCANGAN ELEKTROKARDIOGRAF (EKG) BERBASIS BLUETOOTH. *ALHAZEN Journal of Physics*, 2(1).